



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **08117213 A**(43) Date of publication of application: **14 . 05 . 96**

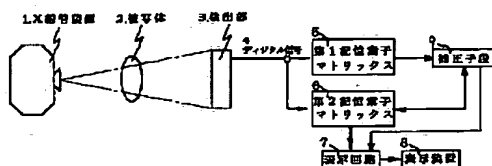
(51) Int. Cl.

A61B 6/00(21) Application number: **06265760**(71) Applicant: **SHIMADZU CORP**(22) Date of filing: **28 . 10 . 94**(72) Inventor: **TAKEMOTO TAKAYUKI**(54) **X-RAY RADIOGRAPHIC DEVICE**

(57) Abstract:

PURPOSE: To provide an X-ray radiographic device, by which a good X-ray image having little light and shade can be obtained even in the case of using a small-sized X-ray tube device with a small heat capacity, and X-ray radiography can be quickly performed.

CONSTITUTION: An X-ray which is generated from an X-ray tube device 1 and transmitted through an object 2 is detected by a detecting part 3 formed by many detecting elements, and stored as digital data of every element in a second storage element matrix 6. A correcting means 9 is adapted to previously radiate an X-ray in the condition where an object 2 does not exist, read out corresponding data from a first storage element matrix where detection data of every element is stored, and normalize the detection data stored in the second storage element matrix 6. When normalization for every storage data is ended, a display circuit 7 reads out the normalized data of the second storage element matrix 6 according to an instruction of the correcting means 9, and display the same as an X-ray image on a display device 8.



COPYRIGHT: (C)1996,JPO

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-117213

(43)公開日 平成8年(1996)5月14日

(51)Int.Cl.⁸

A 6 1 B 6/00

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

7638-2 J

A 6 1 B 6/ 00

3 0 3 A

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 6 頁)

(21)出願番号

特願平6-265760

(22)出願日

平成6年(1994)10月28日

(71)出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(72)発明者 竹本 隆之

京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会

社島津製作所三条工場内

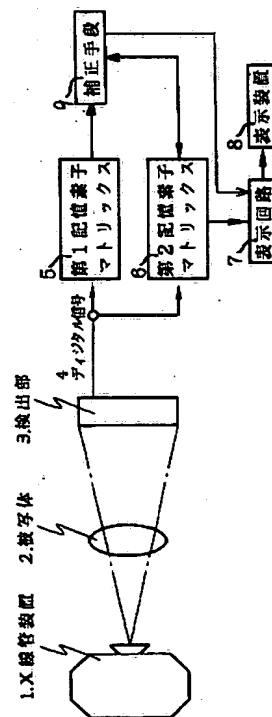
(74)代理人 弁理士 西岡 義明

(54)【発明の名称】 X線撮像装置

(57)【要約】

【目的】 小型でかつ小熱容量のX線管装置を用いた場合であっても、濃淡の少ない良好なX線画像が得られ、しかも、迅速にX線撮像が可能なX線撮像装置を提供する。

【構成】 X線管装置1から発生し、被写体2を透過したX線は、多数の検出素子で構成された検出部3で検出され、各素子毎のデジタルデータとして第2の記憶素子マトリックス6に記憶される。補正手段9は、予め被写体2が存在しない状態でX線を照射し、その各素子毎の検出データを記憶した第1の記憶素子マトリックスから、対応するデータを読み出して、第二の記憶素子マトリックス6に記憶した検出データを正規化する。そして、すべての記憶データの正規化が終了すると、表示回路7は、補正手段9の指示に基づき、正規化された第二の記憶素子マトリックス6のデータを読み出し、表示装置8にX線画像として表示させる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 X線を発生するX線管装置と、
複数の検出素子より構成され、照射されたX線を各素子
ごとのデータとして出力するX線検出手段と、
被写体が存在しない状態で照射されたX線の前記各素子
毎のデータを記憶する記憶素子マトリックスと、
被写体を透過したX線の各素子毎のデータを前記記憶素
子マトリックスに記憶された対応するデータで正規化す
る補正手段と、
前記正規化されたデータをX線画像として表示する表示
手段と、
を備えたことを特徴とするX線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被写体のX線画像を得
るX線撮像装置、特にX線の強度分布を補正し優れた濃
度均一性を持つX線画像を提供するX線診断装置に関す
る。

【0002】

【従来技術】X線を被写体に照射し、その透過X線を直
接X線フィルムに照射してX線像を得るX線撮像装置が
長年用いられてきたが、最近では、CR（コンピュー
テッド・ラジオロジー）と呼ばれるデジタルX線画像シ
ステムが開発されている。

【0003】図3は、かかるデジタルX線画像システ
ムの一例を示す概略図であり、X線管装置11から照射
され被写体12を透過したX線は、検出素子をマトリッ
クス状に配列した検出部13で検出され、それぞれの素
子毎の検出データがデジタルデータとして記憶素子マ
トリックス15に記憶される。そして、一旦記憶された
素子毎の検出データは、表示回路17に読み出され、表
示装置18にX線画像として表示される。

【0004】また、蛍光輝尽性のフィルムを用いて一旦
X線量をフィルムに記憶させた後、レーザー光により二
次元マトリクスデータとしてデジタル信号で読み出す
ものや、イメージインテンシファイアの画像をCCD素
子で読み出すもの、あるいは、半導体センサーを用い
て、半導体内のX線による電離信号を読み出したり、X
線フォトン個々に計数するよう構成されたデジタル
X線画像システムも存在する。

【0005】図4aは、かかるX線撮像装置に用いられ
るX線管装置11の全体概略図である。同図において、
陽極11dや陰極11eはガラスや金属製の真空バルブ
11bで覆われ真空状態に保持されている。真空バルブ
11bは陽極11dで発生する熱を吸収するために絶縁
油11cに浸されているため、陽極11dより発生した
X線は、その間に介在するガラスや油によって減弱さ
れ、その強度に差が生じる。

【0006】また、図4bに示されるように、X線は、
陰極11eから放出した熱電子e⁻が陽極11dに衝突

することによって発生するのであるが、X線の強度分布
は、図4cに示されるように、一般に実焦点と呼ばれて
いる電子流の陽極上での分布と、それを取り出す見かけ
上の焦点に依存し、陽極11eの形状とX線を取り出す
方向で決まる。このため、図4bにおいて、X線強度は
 θ 方向に従って減少する分布を示し、同図φで示したタ
ーゲットの角度より大きい θ ($\theta > \phi$) ではX線は発生
しない。

【0007】かかる場合、X線の強度差は撮像画像の濃
淡として現れ、特に画像の端部では中心部に比べて非常
に濃度の薄いコントラスト比の悪い画像となり、正確な
診断ができない。このため、従来のX線撮像装置では、
X線管装置11と検出部13との距離を十分とることに
よって、かかるX線の強度分布差による撮像画像への影
響を軽減していた。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、陽極1
1dに衝突する電子のエネルギーのうちX線に変換され
る割合は非常に小さく概ね1%程度であり、さらに、発
生するX線は四方に拡散するため、実際にX線画像を得
るために寄与するX線の割合はさらに小さいものとな
る。このため、X線管装置11と検出部13との距離を
十分とる場合には、相当強いX線を発生させなければな
らないが、かかる場合、投入パワーの大部分が熱に変わ
るため、X線撮像を行うにはX線管装置を十分冷却でき
る機能が必要となり、装置全体が大型化するという問題
があった。

【0009】また、小熱容量のX線管装置を用いると、
その冷却時間が非常に長くなり、撮像に多大な時間を要
するため、迅速な撮像を行うにはある程度大きい熱容量
のX線管装置を用いざるを得なかった。

【0010】そこで、本発明は、かかる課題を解決す
るために創案されたものであって、小型でかつ小熱容量
のX線管装置を用いた場合であっても、濃淡の少ない良好
なX線画像が得られ、しかも、迅速にX線撮像が可能な
X線撮像装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明にかかるX線撮像
装置は、X線を発生するX線管装置と、複数の検出素子
より構成され、照射されたX線を各素子ごとのデータと
して出力するX線検出手段と、被写体が存在しない状態
で照射されたX線の前記各素子毎のデータを記憶する記
憶素子マトリックスと、被写体を透過したX線の各素子
毎のデータを前記記憶素子マトリックスに記憶された対
応するデータで正規化する補正手段と、前記正規化され
たデータをX線画像として表示する表示手段と、を備え
たことを特徴とする。

【0012】

【作用】X線管装置1から発生し、被写体2を透過した
X線は、多数の検出素子で構成された検出部3で検出さ

れ、各素子毎のデジタルデータとして第2の記憶素子マトリックス6に記憶される。補正手段9は、予め被写体2が存在しない状態でX線を照射し、その各素子毎の検出データを記憶した第1の記憶素子マトリックスから、対応するデータを読み出して、第2の記憶素子マトリックス6に記憶した検出データを正規化する。そして、すべての記憶データの正規化が終了すると、表示回路7は、補正手段9の指示に基づき、正規化された第2の記憶素子マトリックス6のデータを読み出し、表示装置8にX線画像として表示させる。

【0013】

【実施例】本発明の実施例を図1及び図2に基づいて説明する。図1は本発明にかかるX線撮像装置の概要図であり、1はX線管装置で、上述した図4の構成を有し、X線を発生する。2はX線の撮像対象となる被写体である。

【0014】3は多数の検出素子を2次元状に配列した検出部で、各素子毎にX線の検出データをデジタル信号4として出力するよう構成されている。

【0015】5は第1の記憶素子マトリックスで、予め被写体2が存在しない状態でX線を照射したときに、検出部3の各検出素子毎に得られた検出データが記憶されている。6は第2の記憶素子マトリックスで、被写体2のX線透過データが一時的に記憶される。

【0016】7は表示回路で、第2の記憶素子マトリックス6に記憶された被写体2のX線透過データを読み出*

$$C(i, j) = B(i, j) \times \text{Max } |A| / A(i, j)$$

演算処理が終わると補正手段9は、正規化されたデータC(i, j)を第2の記憶素子マトリックス6の対応する記憶素子に記憶する(S4)。

【0022】そして、上述したS1～S4の動作を繰り返し(S5)、全マトリックスについて処理が終了すると、補正手段9は、表示回路7に正規化されたデータの表示指示を与えて処理を終了する(S6)。表示回路7は、この指示を受け取ると第2の記憶素子マトリックス6から正規化されたデータC(i, j)を順次読み出し、表示装置8にX線画像を表示させる。

【0023】なお、上述した実施例では、第2の記憶素子マトリックス6の記憶データA(i, j)のすべてを正規化したのち、X線像の表示を行ったが、X線撮像データB(i, j)及びそれを正規化したデータC(i, j)は各素子ごとに独立であるから、正規化したデータC(i, j)を第2の記憶素子マトリックス6に再書き込みすることなく、表示回路7に直接出力するよう構成してもよい。また、予め、 $\text{Max } |A| / A(i, j)$ の演算処理を施し、これを第1の記憶素子マトリックスに記憶しておけば、正規化の処理時間が短縮される。

【0024】また、第1の記憶素子マトリックス5に記憶された検出データA(i, j)は被写体2が存在しない状態で撮像されたデータであるため、相隣り合うデー

*し、CRT等により構成される表示装置8に被写体2のX線画像を表示させる。

【0017】9は補正手段で、第2の記憶素子マトリックス6に記憶された被写体2のX線透過データを第1の記憶素子マトリックスに記憶されたデータを用いて正規化すると共に、表示回路7に正規化されたデータの読み出し指示を与える。

【0018】次に、本発明の作用を補正手段9の動作を示す図2のフローチャートに基づいて説明する。まず、被写体2のX線撮像を行う前に、予め被写体2が存在しない状態でX線を照射し、検出部3の各素子毎に得られた検出データA(i, j)を第1の記憶素子マトリックス5に記憶させる。この際、補正手段9は、この検出データA(i, j)の中から最大値 $\text{Max } |A|$ を特定して記憶する。そして、被写体2のX線撮像を行い、検出部3で検出された各素子毎の撮像データB(i, j)を第2の記憶素子マトリックス5に記憶させる。

【0019】この状態で、補正手段9は、第2の記憶素子マトリックス6に記憶された各素子毎の撮像データB(i, j)と、第1の記憶素子マトリックス5に記憶された対応する素子についての検出データA(i, j)を読み出す(S1, S2)。

【0020】そして、下記の演算処理を施すことによって、撮像データB(i, j)を検出データA(i, j)で正規化する(S3)。

【0021】

データA(i, j)とA(i+1, j)の値に大きな差は生じないと考えられる。このため、複数素子、例えば、B(i, j)、B(i+1, j)、B(i, j+1)、B(i+1, j+1)の2×2の素子を、一つのデータ、例えば対応する素子A(i, j)、A(i+1, j)、A(i, j+1)、A(i+1, j+1)のいずれか一つ、あるいは、これらの平均値で正規化するようにすれば、第1の記憶素子マトリックス5のメモリサイズを4分の1にすることができる。

【0025】さらに、検出データA(i, j)それぞれの差分を第1の記憶素子マトリックス5に記憶するよう構成すれば、一素子当たりのビット数を減らすことができるためメモリ容量が削減される。

【0026】以上の通り、本発明によれば、X線管装置と検出部間の距離を十分短くすることにより、照射されるX線強度にバラツキが生じても、濃淡のない正確なX線像が得られる。このため、X線利用率の向上が図ることができ、その分X線管装置に発生する熱量も減少させることができるため、装置全体を小型化できると共に、小熱容量のX線管装置を用いた場合であっても、冷却時間が短くなり迅速なX線撮像が可能となる。

【0027】なお、ここでの検出部3は、例えば、蛍光輝尽性のフィルムを用いたもの、すなわち、入射したX

5

線量に応じて準安定状態となる物質でフィルムを形成し、レーザー光の2次元的走査によりそれを読み出すもので、別途設けた光ファイバなどで信号を取り出す検出器であってもよい。但し、これから出力される信号はアナログ信号であるのでA/D変換器を通しレーザー光の走査周期とA/D変換器とを同期させることで各々の画素をデジタル化するように構成される。

【0028】また、X線イメージインテンシファイアも検出器として使用できる。X線イメージインテンシファイアはX線を光に変換するシンチレータを用いこの光を光電膜により電子に変換し加速電圧を印加することで電子のエネルギーを強く出力蛍光面を強力に発光させる検出器である。この出力蛍光面を撮像管やCCD素子で取り込みその信号をA/D変換すれば、デジタル画像を得ることができる。

【0029】さらに、光電膜に生成される電子をTFE素子やMIM素子、MIS素子などの能動型素子をマトリックス状に設けて、その電荷量を読み出す方法も考えられる。

【0030】また、半導体センサーマトリックスを用いて、半導体の空乏層内でX線によって電離される電離信号をアナログ的に読み出し、A/D変換器を用いてデジタル化する検出器や、また、A/D変換器を使わずに電離信号をパルスの個々計数することで直接デジタル信号で取り出す検出器が考えられる。前者には例えばSi、GaAsなど一般の半導体材料が使用できるし、後者にはHgI₂やdTeを用いたものが好ましい。

【0031】第1及び第2の記憶素子マトリックス5、6は一般のいわゆるICメモリがもっとも経済的かつコンパクトであるため好ましい。また、医療用画像で必要とされる画素数(検出素子の数に対応)は最低でも512×512マトリックスで、一般のX線フィルムと同等程度の分解能を得るには2048×2048マトリックス以上の画素数が必要であり、それらの1画素のビット

6

数は12ビット以上好ましくは最低でも16ビットが必要である。これは1枚のX線画像に要求されるダイナミックレンジが10進数で3桁以上であること、撮影におけるX線量の変化すなわちX線管電流・電圧による線量変化が1桁あること、被写体の厚さによる変化が1桁以上あることからこれらを満足するには5桁以上のダイナミックレンジが必要である。16ビットの分解能は、2の16乗=65536の分解能であるから5桁を超えるダイナミックレンジを満足している。

10 【0032】

【発明の効果】本発明にかかるX線撮像装置によれば、X線管装置から発生するX線の強度分布を正規化して画像化するため、濃度均一性に優れた画像を得ることができる。また、これに伴い、X線管装置と検出部の距離を短くしても濃度均一性に優れた良好な画像を得ることができるため、結果的にX線の利用率を向上させることができる。従って、X線管装置の負担が軽減されると共に、その発熱量を抑制でき装置の小型化及びその冷却時間の短縮により診断に要する時間の短縮も図れる。

20 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明にかかるX線撮像装置の概略図である。

【図2】本発明にかかる補正手段の動作を示すフローチャートである。

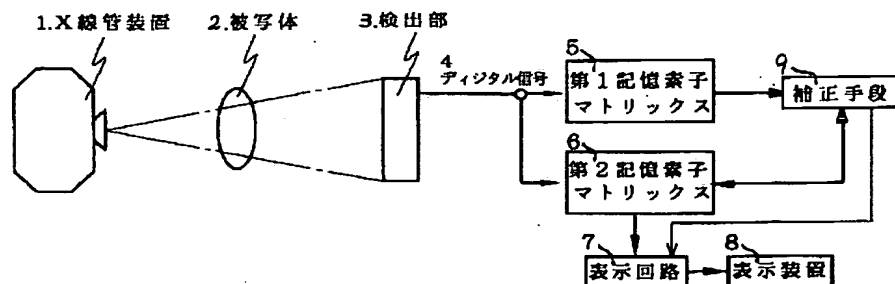
【図3】従来のX線撮像装置の概略図である。

【図4】X線管装置の概略図である。

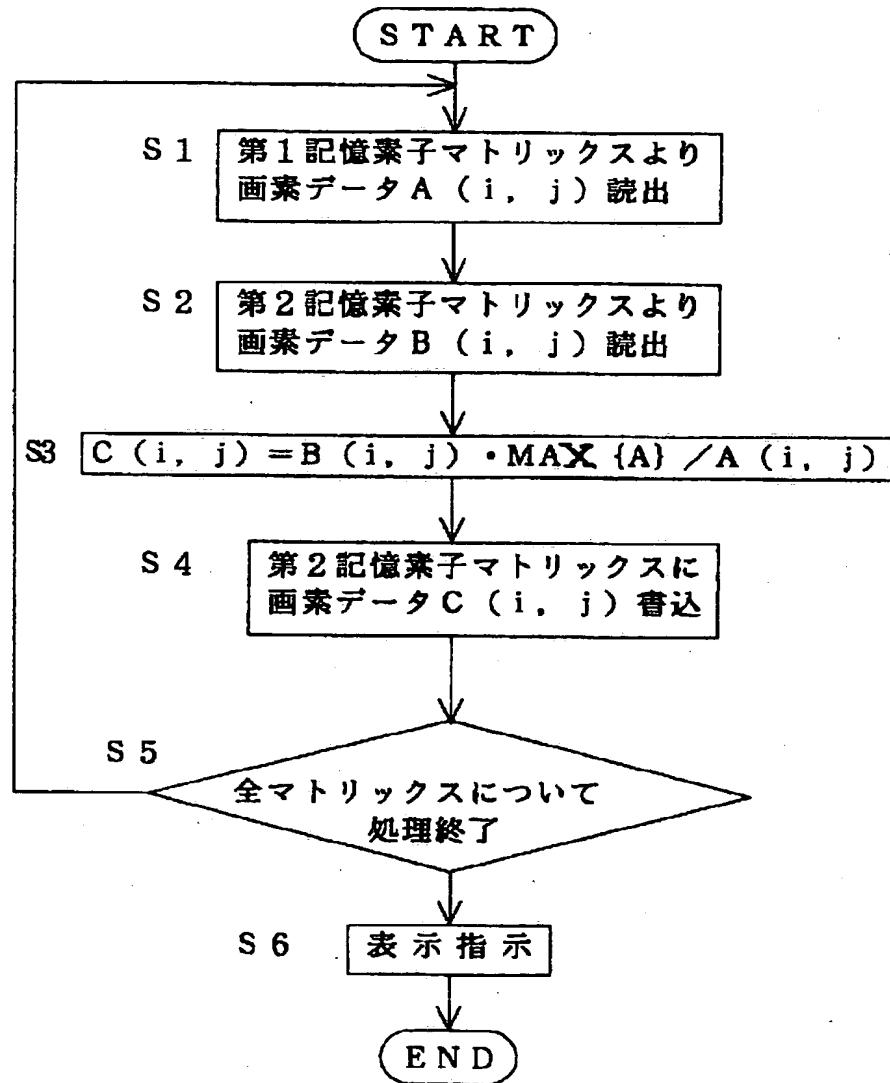
【符号の説明】

- 1・・・X線管装置
- 2・・・被写体
- 3・・・検出部
- 5・・・第1の記憶素子マトリックス
- 6・・・第2の記憶素子マトリックス
- 7・・・表示回路
- 8・・・表示装置
- 9・・・補正手段

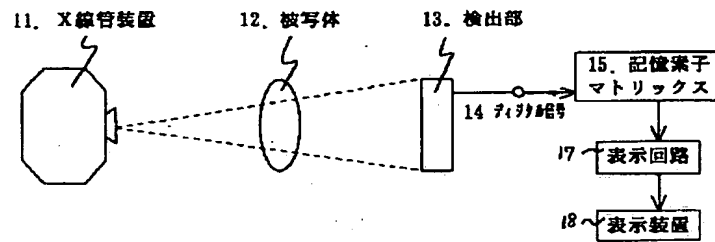
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

